

Dávka v mléčné žláze při mamografickém vyšetření

Vladimír Lukačko¹, Kateřina Škorvánková², Eva Wohlgemuthová³

¹Gymnázium, Varšavská cesta 1, Žilina
v.lukacko1@gmail.com

²Gymnázium a SOŠ Rokycany, Mládežníků 1115, Rokycany
katerina.skorvankova@gmail.com

³Gymnázium, Litoměřická 726, Praha
eva.wohlgemuth@seznam.cz

Abstrakt:

V rámci našeho miniprojektu jsme pracovali s diagnostickou metodou, která se aplikuje v nemocnicích. Využívá se při ní speciální RTG přístroj – mamograf. Mamografie je speciální rentgenová metoda využívající schopnost tzv. měkkého záření odlišit i jemné změny v hustotě tkáně. Oblasti se zvýšenou hustotou a nehomogenitami jsou specifické pro nádorový proces.^[1] Při vyšetření dochází k ozáření pacienta. Abychom byli schopni stanovit optimální míru ozáření, pracujeme s fyzikální veličinou střední dávka v mléčné žláze. Tato dávka byla stanovena pro šest různých pacientek a námi naměřené hodnoty byly porovnány mezi sebou a následně s hodnotami reálných pacientek z mamografu v Thomayerově nemocnici.

1 Úvod

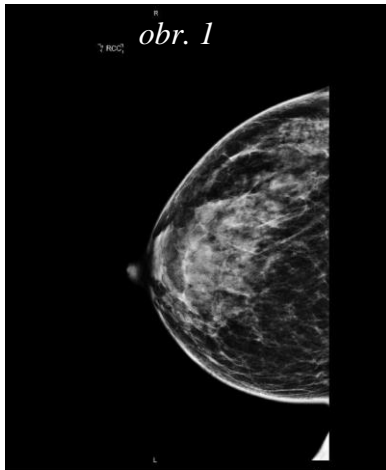
Počátky vývoje mamografie sahají do doby objevení rentgenových paprsků Wilhelmem C. Röntgenem v roce 1895. V roce 1964 publikoval Robert Egan dílo *Mamografie*, kde byla poprvé popsána tato nová diagnostická metoda. Ve větší míře se začala používat až o dva roky později, v roce 1966, kdy Philip Strax demonstroval výhody používání této metody.^[2]

Rakovina prsu je po rakovině plic druhým nejčastějším nádorovým onemocněním. V současnosti se více než dvanácti procentům žen během života vytvoří karcinom v prsu.^[3] Je proto důležité, aby ženy chodily na preventivní prohlídky. U žen starších 45-ti let se riziko zvyšuje, a tak je preventivní vyšetření každé dva roky bezplatné.^[4] Je-li onemocnění diagnostikováno včas, je vyšší pravděpodobnost uzdravení. Z mamografického snímku (viz. *Obr. 1, 2*) je lékař schopný stanovit diagnózu.

Při vyšetření dochází k ozáření tkáně, což může mít nežádoucí účinky. Míru ozáření prsu, tzv. střední dávku v mléčné žláze D_G , je nutné stanovit tak, aby byla co nejmenší, ale zároveň byl získaný obraz dostatečně kvalitní. Střední dávku není možné změřit, stanovíme ji ze znalosti dopadající kermy na povrchu fantomu a polotloušťky pomocí konverzního a korekčních faktorů.

$$D_G = K_i \cdot g \cdot s \cdot c$$

Dopadající kerma K_i je fyzikální veličina, která představuje kinetickou energii, již fotony záření předají nabitým částicím, g je konverzní faktor převádějící dopadající kermu na střední dávku v mléčné žláze pro prs s 50% glandularitou (tzn. poměrem mléčné žlázy a tuku v prsu) a Mo/Mo (anoda/filtr) spektrum rentgenky, c je korekční faktor na složení prsu odlišné od 50% glandularity, s je korekční faktor na spektrum rentgenky odlišné od kombinace Mo/Mo.^[5]



2 Experimentální část

2.1 Pomůcky a materiál

Při měření byl použit mamografický přístroj *Elscint Glory mamograf* (výrobce: VARIAN USA, vyroben v roce 1998, rentgenka Mo/Mo), elektrometr, detektor ionizační komora typ A11TW, fantom PMMA, sada Al filtrů, univerzální stojan, délkové měřidlo, teploměr a tlakoměr.

2.2 Postup měření

Na mamograf jsme umístili PMMA fantom namísto prsu. Do vzdálenosti přibližně 20 cm nad fantom jsme připevnili detektor, který byl připojen k elektrometru. Změřili jsme přesnou vzdálenost mezi fantomem a zdrojem záření (d_2) a mezi detektorem a zdrojem záření (d_1). Následně jsme nastavili mamograf. Pro všechna měření byla použita clona vymežující pole 24 x 30 cm s velkým ohniskem 0,3 mm. Pro první 4 měření jsme nastavili napětí na 30 kV a součin proudu a času na 180 mAs. Pro další dvě měření jsme napětí změnili na 28 kV a součin proudu a času na 48 mAs. Dalšími měněnými parametry byla tloušťka prsu a věk pacientek. Celkem jsme provedli 6 měření. Pro každé měření byl šestkrát ozářen PMMA fantom a elektrometrem změřen náboj na detektoru. Z šesti výstupních hodnot náboje jsme určili průměr (M), a ten jsme použili ve výpočtu dopadající kermy ve vzdálenosti d_1 od zdroje záření.

$$K_i(d_1) = M \cdot N \cdot k_Q \cdot k_{TP}$$

Kde N je kalibrační koeficient, který byl pro náš přístroj výrobcem stanoven na $3,199 \cdot 10^7$ Gy/C, k_Q je korekční faktor na kvalitu svazku (zanedbáváme), a k_{TP} je korekční faktor na teplotu a tlak vypočtený podle vzorce^[5]:

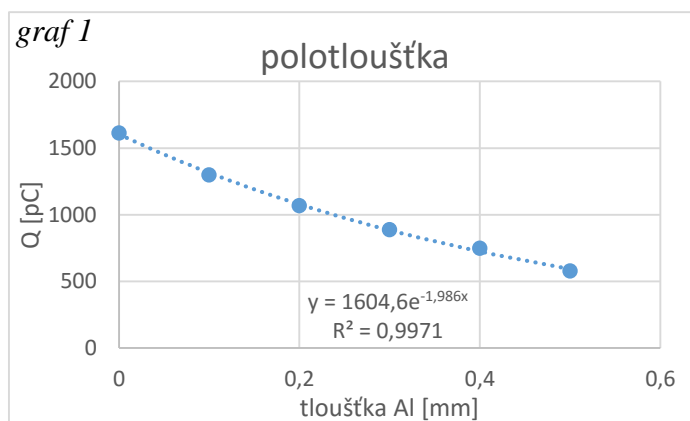
$$k_{TP} = \frac{p_0(273,15 + t)}{p(273,15 + t_0)}$$

Kde p_0 a t_0 jsou hodnoty, při nichž byl detektor kalibrován a p a t jsou hodnoty námi naměřené v laboratoři: $p = 765$ Torr a $t = 23$ °C.

Kermu dopadající na fantom K_i určíme ze známých vzdáleností d_1 a d_2 a hodnoty $K_i(d_1)$.

$$K_i = K_i(d_1) \cdot \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2$$

K výpočtu dávky je dále nutné znát polotloušťku HVL , protože na ní závisí hodnota konverzních faktorů g a c . HVL charakterizuje kvalitu svazku a je udávána v mmAl.^[5] Sestavili jsme aparaturu: asi 30 cm od zdroje záření jsme umístili detektor. Ozářili jsme jej a na elektrometru přečetli hodnotu náboje. Poté jsme nad detektor umístili Al filtr o tloušťce 0,1 mm. Znovu jsme detektor ozářili a přečetli hodnotu náboje. Obdobně jsme pokračovali, dokud nad detektorem nebyla vrstva silná 0,5 mm. Z naměřených hodnot jsme vytvořili graf (*graf 1*) a zjistili předpis funkce. Maximální náboj byl 1614,233 pC. Určili jsme hodnotu tloušťky Al pro polovinu této maximální hodnoty. Vyšla nám polotloušťka 0,346 mmAl.



Ze známé polotloušťky a hodnoty kermy jsme určili střední dávku v mléčné žláze D_G . Výpočet jsme provedli pro 6 různých pacientek. Výsledky včetně parametrů jsou uvedeny v tabulce (*tab. 1*)

Z nemocnice nám byly poskytnuty anonymní záznamy o skutečných pacientkách, které jsou do tabulky rovněž zahrnuty.

3 Shrnutí

číslo pacientky	věk [roky]	tloušťka prsu [cm]	polotloušťka [mmAl]	U [kV]	P_{it} [mAs]	anoda/filtr	s	g	c	dávka [mGy]
1	40 - 49	4,5	0,350	30	180	Mo/Mo	1,000	0,2080	0,974	5,06
2	40 - 49	9,0	0,350	30	180	Mo/Mo	1,000	0,0981	1,264	3,12
3	50 - 64	4,5	0,350	30	180	Mo/Mo	1,000	0,2080	1,041	5,41
4	50 - 54	9,0	0,350	30	180	Mo/Mo	1,000	0,0981	1,292	3,19
5	40 - 49	9,0	0,333	28	48	Mo/Mo	1,000	0,0981	1,264	0,66
6	50 - 64	9,0	0,333	28	48	Mo/Mo	1,000	0,0981	1,292	0,68
reálná A	42	4,3	0,540	28	117	W/Rh	1,042	0,3110	0,978	1,41
reálná B	51	5,7	0,564	30	105	W/Rh	1,042	0,2360	1,139	4,82

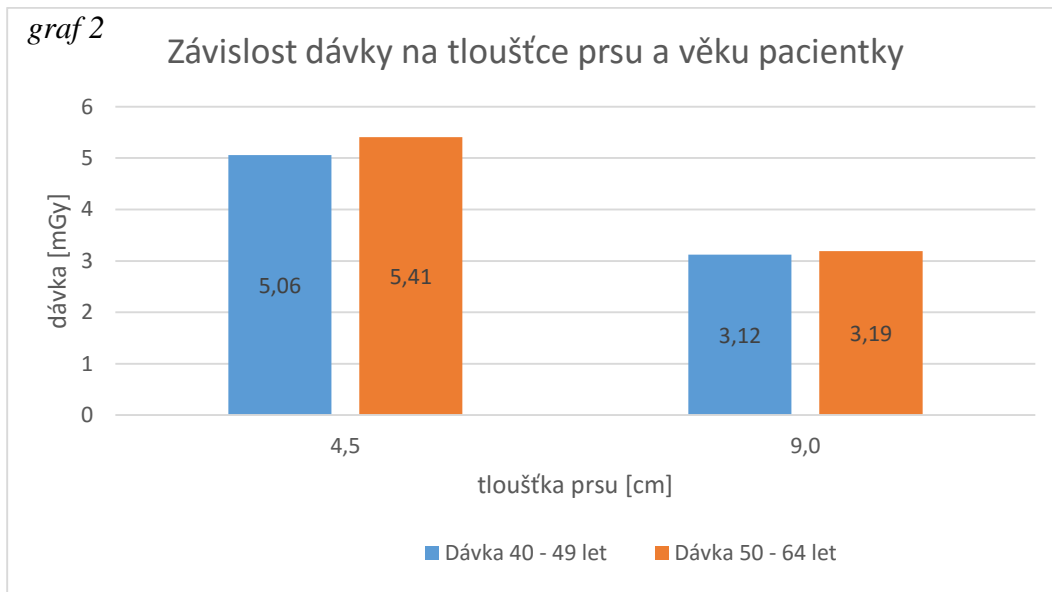
tab. 1

V tabulce jsou uvedeny změřené a vypočtené hodnoty.

Dopadající kerma pro pacientku s tloušťkou prsu 4,5 cm vyšla $K_i = 24,6$ mGy, pro pacientku s tloušťkou prsu 9 cm vyšla $K_i = 25,2$ mGy. Lze tedy usoudit, že výsledná dávka závisí na konverzních a korekčních faktorech.

Dávka při stejném nastavení přístroje je pro větší prs nižší, neboť stejné množství záření se rozptýlí ve větším prostředí. Dávka také závisí na korekčním faktoru c , který se liší dle věku pacientky (viz. *graf 2*). Proto je dávka u starších pacientek vyšší. Při snížení hodnot napětí a součinu proudu a času na přístroji se dávka výrazně sníží, ale získaný obraz nemusí být kvalitní. Nemůžeme srovnávat dávku u reálných pacientek a námi naměřenou dávku kvůli jinému nastavení přístroje (včetně materiálu anody a filtru) a rovněž kvůli různému stavu přístrojů.

Pokud bychom stanovovali dávku reálných pacientek (pro danou tloušťku prsu a věk) při našem nastavení přístroje, byla by dávka reálné ženy A 5,15 mGy a reálné ženy B 4,82 mGy.



Poděkování

Naše největší poděkování patří Ing. Tereze Hanušové za podporu a pomoc při práci na projektu. Dále děkujeme všem organizátorům Týdne vědy, neboť bez nich bychom si vědeckou práci nikdy nevyzkoušeli.

Reference:

- [1] <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/mamografie-princip-jak-funguje-mamograf-a-jak-probiha-mamograficke-vysetreni> [vid. 21. 6. 2016]
- [2] <https://en.wikipedia.org/wiki/mammography#history>
- [3] OPPELT, A.: *Imaging Systems for Medical Diagnostics*, Siemens, 2005, s. 393 – 404.
- [4] http://www.mzcr.cz/dokumenty/projekt-zvyseni-navstevnosti-preventivnich-screeningovych-vysetreni-a-zahajeni-c_8766_3030_1.html [vid. 21. 6. 2016]
- [5] KOZUBÍKOVÁ, P., STEINER, M., VESELSKÝ, T.: *Stanovení střední dávky v mléčné žláze*, Siemens, 2013, s. 1 - 6.